

University of Groningen

Natuurkunde in rolstoelsport?

van der Woude, L. H. V.; Veeger, H.E.J.

Published in:
Natuurkunde & Sport

IMPORTANT NOTE: You are advised to consult the publisher's version (publisher's PDF) if you wish to cite from it. Please check the document version below.

Document Version
Final author's version (accepted by publisher, after peer review)

Publication date:
1995

[Link to publication in University of Groningen/UMCG research database](#)

Citation for published version (APA):

van der Woude, L. H. V., & Veeger, H. E. J. (1995). Natuurkunde in rolstoelsport? In H. M. C. Eijkelhof (editor), *Natuurkunde & Sport* (blz. 1527). Verslag Woutschotenconferentie 1995Werkgroep Natuurkunde-didactiek.

Copyright

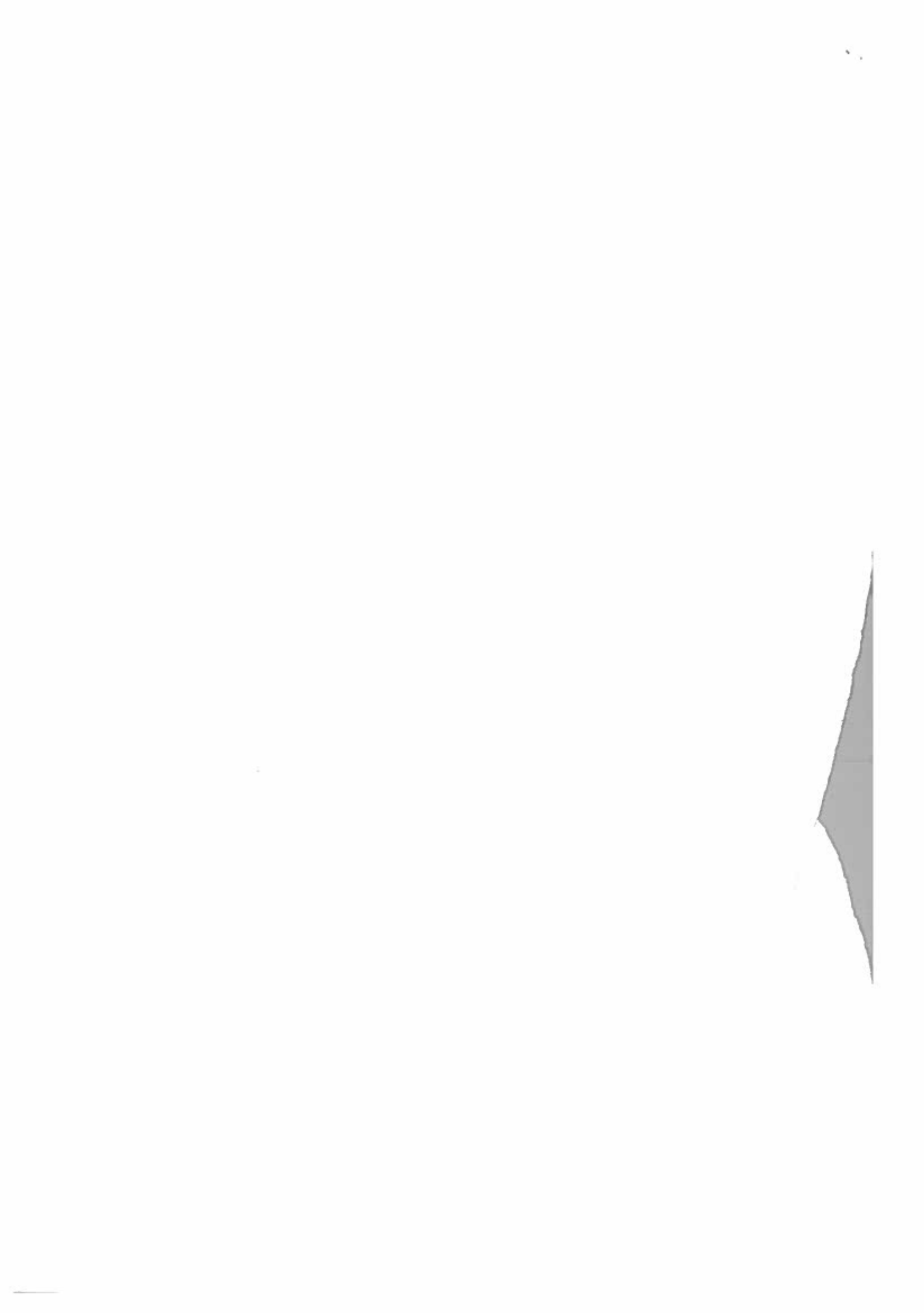
Other than for strictly personal use, it is not permitted to download or to forward/distribute the text or part of it without the consent of the author(s) and/or copyright holder(s), unless the work is under an open content license (like Creative Commons).

The publication may also be distributed here under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license. More information can be found on the University of Groningen website: <https://www.rug.nl/library/open-access/self-archiving-pure/taverne-amendment>.

Take-down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

Downloaded from the University of Groningen/UMCG research database (Pure): <http://www.rug.nl/research/portal>. For technical reasons the number of authors shown on this cover page is limited to 10 maximum.



- Segner SE, Bergstrand JL (1987) A comparison of three wheeled human powered bicycles for persons with physical disabilities RESNA 10th Annual Conference, San Jose, 550-552
- Steadward RD, Nelson ER and Wheeler GD (1995), The Outlook; Vista '93, Rick Hanssen Centre, Edmonton.
- Traut L (1989) Ergonomische Gestaltung der Benutzerschnittstelle am Antriebsssystem des Greifreifenrollstuhls. Berlin, Springer Verlag.
- VanLandewijck YC, Spaepen AJ, Lysens RJ, Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. Med & Sci in Sports Exerc 26: 1373-1381, 1994.
- Veeger HEJ, Woude LHV van der, Rozendal RH (1989) The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion J Rehab Res & Dev, 26, 37-46
- Veeger HEJ, Woude LHV van der, & Rozendal RH (1991a) Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. Med Sci Sports & Exerc 23 (2), 264-271.
- Veeger HEJ, Woude LHV van der, Rozendal RH (1991b), Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion J Electromyography & Kinesiology, 1, 4, 270-280.
- Veeger HEJ, Woude LHV van der & Rozendal RH (1992). A computerized wheelchair ergometer: results of a comparison study Scan J Rehab Med 24, 17-23.
- Veeger HEJ, Woude LHV van der (1994) Force generation on in manual wheelchair propulsion In: XIII Southern Biomedical Engineering Conference (Vossoughi J, ed), 779-782.
- Whitt FR, Wilson GR (1979) Bicycle science, ergonomics and mechanics, MIT press, London.
- Wolfe GA, Waters R, Hislop HJ (1977), Influence of floor surface on the energy cost of ambulation in spinal cord injury. Physical Therapy 57, 1022-1027.
- Woude LHV van der, Groot G de, Hollander AP, Ingen Schenau GJ van, Rozendal RH (1986), Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes Ergonomics 29, 1561-1573.
- Woude LHV van der, Veeger HEJ, Rozendal RH, Ingen Schenau GJ van, Rooth F & Nierop P van (1988a), Wheelchair racing: effects of rim diameter and speed on physiology and technique Med Sci Sports & Exerc 20, 492-500.
- Woude LHV van der, Veeger HEJ, Rozendal RH, Ingen Schenau GJ van, Rooth F & Nierop P van (1988b), Wheelchair racing: effects of rim diameter and speed on physiology and technique Med Sci Sports & Exerc 20, 492-500.
- Woude LHV van der (1989), Manual wheelchair propulsion: an ergonomic approach Academic Thesis, Free University Press, Amsterdam.
- Woude LHV van der, Veeger HEJ, Rozendal RH, Seat height in hand rim wheelchair propulsion: a follow-up study J Rehab Sci 3, 79-83, 1990.
- Woude LHV van der, Boer YA de, Veeger HEJ, Rozendal RH (1993), Ergonomics of manual wheelchair propulsion: physiology of a newly designed lever mechanism. J Med Eng Tech, 17, 6, 232-240.
- Woude LHV van der, Maas K, Veeger HEJ, Rozendal RH (1995a) Physiological responses during hubcrank and handrim wheelchair propulsion: a pilot study J Rehab Sci, 8, 1, 13-19
- Woude LHV van der, Kranen E van, Ariens G, Rozendal RH, Veeger HEJ (1995b), Physical strain and mechanical efficiency in hubcrank and handrim wheelchair propulsion, J Med Eng & Tech, 123-19, 4, 131

- Benedik K, Engel P, Hildebrandt G (1978), Der Rollstuhl. Int Schriftreihe fuer Reha Forschung 15, Rheinstetten, Schindele Verlag.
- Breukelen K van (1993) Rolstoelsport/sportrolstoel, Ned Tijd V Kinderrevalidatie 1, 16-124
- Breukelen K van (1995) Wat beweegt handbikers!: handbikers doen het in een handomdraai. HPV Nieuws, 2, 6-8.
- Burnham RS, Ming C, Hazlett C, Laskin J, Steadward R (1994b) Acute median nerve dysfunction from wheelchair propulsion: the development of a model and study of the effect of hand protection Arch Phys Med Rehabil 75, 513-518.
- Burnham RS, Steadward RD (1994c) Upper extremity peripheral nerve entrapments among wheelchair athletes: prevalence, location and risk factors. Arch Phys Med Rehabil 75, 519-524.
- Coe PL (1979) Aerodynamic characteristics of wheelchairs. NASA Technical Memorandum 80191, Langley Research Center Virginia.
- Crase N, Schmid R, Robbins S (1987) Pedal power hand-cycle survey Sports 'n Spokes 12, 27-30
- Dallmeijer AJ, Hopman MTE, Woude LHV van der (1995b) Effects of quadrugby training on physical performance in persons with quadriplegia In: First European Conference on Adapted Physical Activity and sports: a white paper on research and practice (Coppenolle H van, VanLandewijck Y, Vliet P van, Neerinx E, eds), Acco Leuven
- Davis GM (1993) Exercise capacity of individuals with paraplegia. Med Sci Sports Exerc 25: 423-432.
- Figoni SF (1993) Exercise responses and quadriplegia, Med Sci Sports Exerc 25, 4, 433-441.
- Frank T, Abel F (1993) Drag forces in wheelchairs In: Ergonomics of manual wheelchair propulsion: state of the art (Woude LHV van der, Meijs PJM, Grinten BA van der Boer Y de, eds.). COMAC BME, IOS Press, Amsterdam, 255-267.
- Franklin, B A (1989). Aerobic exercise training programs for the upper body. Med Sci Sports & Exerc.21, S141-S148.
- Glaser RM (1989), Arm exercise training for wheelchair users, Med Sci Sports Exerc 21, 5, S149-S157
- Higgs C (1994) Sports performance: technical developments. In: The Outlook; Vista '93 (Steadward, Nelson and Wheeler, eds), Rick Hanssen Centre, Edmonton 169-186.
- Janssen TWJ, Oers CAJM van, Woude LHV van der, Hollander AP (1994), Relationship between physical strain and physical capacity during standardized ADL in men with spinal cord injuries, Paraplegia , 32, 844-859.
- Kauzlarich JJ, Thacker JG (1985) Tire rolling resistance and fatigue. J Reh Res Dev, 22, 25-41.
- Lesser W (1986) Ergonomische Untersuchung der Gestaltung antriebsrelevanter Einflussgroessen beim Rollstuhl mit Handantrieb. Biotechniknr.28, Duesseldorf: VDI-Verlag.
- Linden MA van der, Valent L, Veeger HEJ, Woude LHV van der (1996), The effect of handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, submitted.
- Maki KC, Langbein WE, Reid-Lokos C (1995) Energy cost and locomotive economy of handbike and row-cycle propulsion by persons with spinal cord injury J Reh Res & Dev 32, 2, 170-178.
- McLaurin CA (1981) Wheelchair mobility 1976-1981, Reh Eng Centre, University of Virginia, Charlottesville.
- NEBAS (1994) Topsport is maatwerk: het integraal topsportbeleidsplan van de Nebas, 1995-2000 Nederlandse Bond Aangepast Sporten, Bunnik.
- Niesing R, Eijsskoot F, Kranse R, Ouden AH den, Storm J, Veeger HEJ, Woude LHV van der, Snijders CJ (1990) Computer-controlled wheelchair ergometer Med & Biol Eng & Comp, 28, 329-338
- O'Reagan JR, Thacker JG, Kauzlarich JJ, Mochel E, Carmine D and Bryant M (1981) Wheelchair dynamics In: Wheelchair Mobility 1976-1981, REC, University of Virginia (33-41)
- Roebroeck ME, Woude LHV van der, Rozendal RH (1989) Methodology of a consumer evaluation of hand propelled wheelchairs. COMAC BME, Edizione Pro Juventuti, Milaan.
- Sawka MN (1986), Physiology of upper-body exercise. Exerc and Sport Sci Rev 14; 175-211.
- Sawka MN (1993), Upper body exercise: application for wheelchair propulsion and spinal cord injured populations. In: Ergonomics of manual wheelchair propulsion: state of the art.(Woude et al eds) IOS Press, Amsterdam; 151-163.

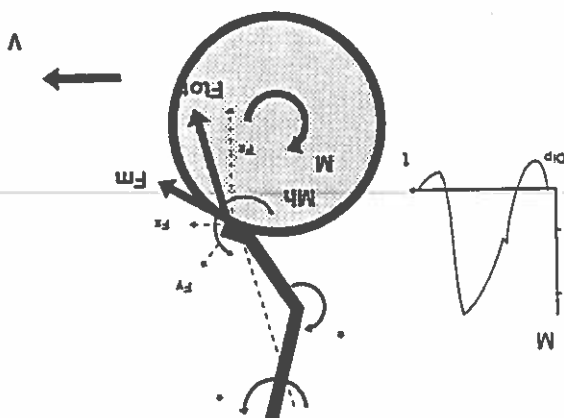
Literatuerverwijzingen
Axelson P (1995) Chair & chair alike? 13th annual survey of lightweight Sports 'n Spokes 21, 2, 26-62

Conclusies
Mobiliteit van rolstoelstoelen is van vele verschillende factoren afhankelijk. Natuurwetenschappelijk onderzoek moet de basis leveren voor inzicht in de relatie tussen de pres-
tatiebepalende factoren voor de menselijke motor en het voertuig, taakeisen en omgevingsfactoren. Belasting en belastbaarheid kunnen zo op adequate wijze in balans worden gebracht, gericht op een optimale of maximale prestatie. Kennis over trainingsschadelijke en -technieken in het licht van algemene biofysische populatiekenmerken moet verzameld worden, maar ook inzicht in wetmatigheden rond richtlijnen voor ergonomische productontwikkeling, maatvoering en passing ten behoeve van rolstoelsport (en rolstoelgebruikers in het algemeen).

Ook andere aspecten van hoepelvorm (buisdiameter, breedtepositie en hoepeldiameter) zijn experimenteel onderzocht en hebben een meer of minder groot effect op aandrijftechniek, spieraactivatie en efficiëntie, hartfrequentie en energieverbruik. Een dikkere buis lijkt een gunstig effect te hebben op energieverbruik en MIE en mogelijk zelfs op techniek, hoe-
wel de resultaten in dat opzicht niet overtuigend zijn (Linden et al 1996). Buisvorm en -dikte bij hoepelaandrijving is uiteraard wel sterk afhankelijk van de aandrijftechniek die wordt gebruikt. In relatie tot de techniek van het wiel en de grootte van de hoepel zelf anders liggen dan bij bijvoorbeeld basketbal of quadruigby rolstoelen. Taakeisen zijn immers anders en daarmee de technieken en de afstemming van deze op de interface.

Onder een bovenarm onmogelijk te strekken: zij worden door de hoepelpositie gedwongen in hun lengte. De bovenarm zal daardoor zijwaarts worden gedwongen en de indruk geven dat deze actief zijwaarts moet worden ghe-

Fig. 16: Krachtopponenten die op de hoepel worden uitgeoefend



Het duwpatroon wordt ondermeer beïnvloed door de schouder-hoepelstand. Spierlengte en -kracht hangen on-
derling samen - en met het energieverbruik - maar worden uiteraard ook beïnvloed door een hogere of lagere zit-
Bovendien wordt het bewegingspatroon en de -uitslag van de verschillende lichaamssegmenten beïnvloed om tenmin-
ste een minimale en minimaal effectieve krachttoverdracht van de hand op de hoepel mogelijk te maken. Daarnaast treedt er bij toename van de zithoogte een ongunstige
verschuiving in het spieraactivatiepatroon op.

180°, in een standaard zithouding, hand op de top van de
hoepel; Woude et al 1990). De veronderstelling is dat
variatie in gewichtsbuiken invloed heeft op de kracht-
lengte oriëntatie van diverse spieren en zo invloed uitoeft-
men op het energieverbruik.

Camber
Resultaten met betrekking tot de effecten van scheefstand
van de achterwielen (boven dicht bij elkaar dan onder-
aan de achterwielen (1989) op energieverbruik, aandrijf-
camber; Veeger et al 1989) op energieverbruik, aandrijf-
techniek en spieraactivatie laten een opmerkelijk resultaat
zien. Gemiddelde zuurstofopname, hartfrequentie en
mechanische efficiëntie veranderden niet onder invloed
van een verschuiving van de camber-hoek van de achter-
wielen van 0 naar 3, 6 en 9°. Dit is juist zo opmerkelijk
omdat vooraf op grond van praktijkervaringen en gezond-
verstand overwegingen werd verwacht dat een grotere
camberhoek tot een verlaging in het energieverbruik zou
leiden. Immers men veronderstelt dat spieraactiviteit nood-
zakelijk is om de armen zijwaarts te heffen gedurende de
duwfase om de hand en (ouder-)arm te leiden over en
langs de hoepel. Een toename in de camber-hoek zou
deze activiteit kunnen reduceren en dit zou vervolgens tot
een lagere energieverbruik aanleiding moeten zijn. Dit blijkt
niet het geval, er is immers geen verandering in het ener-
gieverbruik. Een verklaring hiervoor ligt in het spieraacti-
vatiepatroon. Daarin is namelijk (verschil in) spieraactiviteit te zien
gedurende de duwfase in de spier die primair verantwoord-
delijk is voor het zijwaarts heffen van de arm en hand.
Daarom wordt wel een geringe significante afname
gezien in de hoek van de zijwaarts heffen arm geduren-
de de duwfase. In samenhang met de sterke activiteit van
de m. pectoralis major en de m. deltoideus pars anterior
kan de volgende verklaring worden gegeven. De zijwaarts-
se positie van de bovenarm is het gevolg van de sterke
activiteit van de pectoralis; deze spier zorgt voor een du-
wende actie op de hoepel, maar verdraait daarbij de arm
naar binnen toe. De hand en schouder maken het voor de

Overbrengverhouding

Hoepelpropulsie is inefficiënt. Door aanpassing van hoepelgrootte en vorm kan men het rendement verbeteren (Woude 1989, Traut 1989). Ook variatie in overbrengverhouding of versnelling heeft een te onderscheiden effect op de belasting van het spierskeletstelsel en het hart-vaatstelsel tot gevolg. Bij hoepelaandrijving zijn in dit opzicht het effect van hoepeldiameter (Woude et al 1988b) en het effect van 'mechanical advantage' of overbrengverhouding van belang: een kleinere hoepeldiameter blijkt te leiden tot een lager energieverbruik, een kleinere overbrengverhouding eveneens.

OVERBRENGVERHOUDING EFFECT OP ZUURSTOFOPNAME & FEF-plek

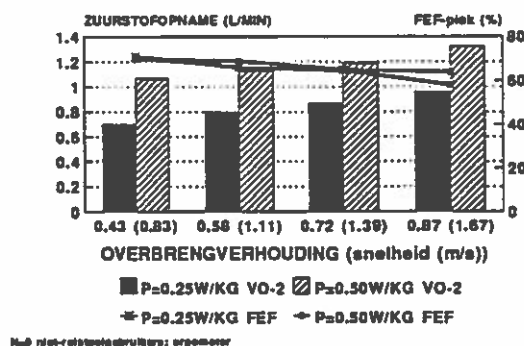


Fig.15: Gemiddelde zuurstofopname ($n=9$) en effectiviteit van uitgeoefende kracht (FEF) in samenhang met handsnelheid

In het kort gezegd: men verliest aan wendbaarheid en besturing, maar men wint aan efficiëntie, snelheid en actieradius. Dat laatste wordt vooral bewerkstelligd door een betere verdeling van de taaklast over verschillende spiergroepen, eenvoudiger koppeling van de hand aan het aandrijfsysteem en een gunstiger krachtoverdracht. De tragere handbeweging in de duwfase is in beide situaties de gemeenschappelijke gunstiger component en leidt tot verschuivingen in mechanische efficiëntie, aandrijfstijl en effectiviteit FEF van het krachtenpatroon (Veeger et al 1992b), zoals is weergegeven in figuur 15. De 'Fraction effective force' FEF varieert tussen proefpersonen, maar wordt systematisch lager bij een hogere lineaire handsnelheid van de hand, zoals het geval is bij een toename van de hoepeldiameter of een grotere overbrengverhouding. Een afnemende bruto mechanische efficiëntie met toenemende lineaire handsnelheid verloopt zo parallel aan de lagere effectiviteit van de uitgeoefende handkracht:

$$FEF = \frac{F_m \cdot F_{tot}^{-1}}{100} (\%),$$

de ratio tussen de effectieve kracht F_m (loodrecht op de straal van de hoepel; figuur 16.) en de totale krachtvektor F_{tot} , uitgedrukt in procenten. Immers een tangentieel aan de hoepelomtrek gerichte kracht is mechanisch gezien optimaal. In de praktijk wijkt de totale krachtvektor hier

in sterke mate van af. De totale kracht die op de hoepel uitgeoefend wordt is veel meer verticaal gericht en bestaat verder uit een nadrukkelijke medio-laterale component. De totale krachtvektor bestaat immers enerzijds uit een krachtdeel ten behoeve van vermogensleverantie (de tangentele component) en anderzijds uit de voorwaardelijke krachten die de koppeling van hand en hoepel verzorgen - en daarvoor o.a. frictie tussen hand en hoepel opbouwen - waardoor het leveren van arbeid mogelijk wordt.

Daarnaast is de FEF afhankelijk van het uitgeoefende koppel M_h van het handoppervlak ten opzichte van de hoepel (figuur 16.), dat vooral remmend werkt op de voortstuwing, maar van belang lijkt te zijn om de koppeling tussen hand-hoepel via 'wringing' te verbeteren en/of te versnellen. Deze veranderde overigens niet significant. Functioneel-anatomisch is de mechanisch niet-optimale richting van F_{tot} mogelijk een 'mooie' oplossing voor een eventuele controverse tussen de spieractiviteit rond de elleboog ten behoeve van krachtleverantie en ten behoeve van verplaatsing van de hand. Indien de richting van F_{tot} tussen elleboog en schouder doorloopt - wat meer waarschijnlijk is bij een meer verticale richting van F_{tot} - wordt dit conflict voorkomen (figuur 16.)!

Andere techniekfacetten die hierbij naar voren kwamen zijn: een toename met handsnelheid van de negatieve deflecties in de moment- en vermogenscurve aan het begin (dip; figuur 16.) en het einde van de duwfase. Dit impliceert een remmend moment op de hoepel bij het eerste hand-hoepel contact en bij het loslaten van de hoepel aan het einde van de duwfase (Veeger et al 1992). Het koppel dat de hand ten opzichte van de hoepelbuis uitoefent en de nettomomenten rond de gewrichten van de arm lieten geen eenduidige verschuivingen met lineaire handsnelheid zien met uitzondering van de elleboogextensie (Veeger et al 1991b, 1992, 1994).

De overbrengverhouding of versnelling is dus een belangrijk facet in de aandrijving van handbewogen rolstoelen dat kan leiden tot een effectievere vorm van voortbewegen. Tot nu toe is het gebruik van versnellingen voor terug te vinden in niet-hoepel aangedreven hand-bevogen rolstoelen zoals de hefboom en crank systemen. Juist een hoepelsysteem met hefboom zou een belangrijke verbetering kunnen betekenen voor enerzijds de marginale rolstoelatleet en anderzijds bij sportief gebruik. In het algemeen lijkt een zo zwaar mogelijk verzet voor de individuele atleet het meest gunstig voor zijn of haar submaximale duurbelasting maar mogelijk ook voor de maximale duurbelasting.

Zithoogte

Zithoogte is een ander aspect van de rolstoelgeometrie waaraan biomechanische en inspannings-fysiologische aspecten kleven: een zithoogte-instelling aan de hand van de ellebooghoek geeft een significant effect te zien waarbij het optimum in termen van energieverbruik rond de 110° ellebooghoek ligt (volledige strekking

HUB-CRANK VERSUS HOEPELAANDRIJVING

RACE ROLSTOEL N-10 NIET-ROLSTOELGEBRUIKERS

ling steeds sterker in (Breukelen, 1995). Een grove sa-
menvatting van de voor- en nadelen van het boom en
crank aangedreven systemen ten opzichte van de hoepe-
lrolstoel wordt gegeven in tabel 4.

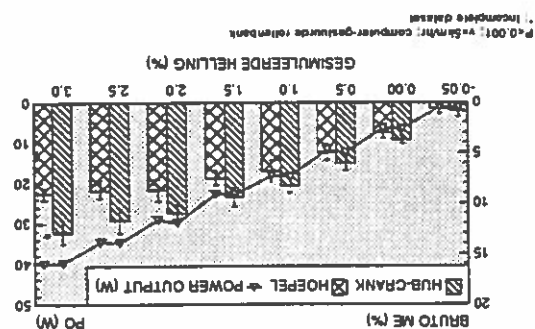


Fig. 14: Effect van hubcrank gebruik op mechanische efficiëntie. Daarnaast is het gemiddeld geleverde submaxi-
male vermogen aangegeven

Tabel 4. Kenmerken van verschillende rolstoeltypen.

TEEM SYS AAN DRIF	Hoepel Basket	Hoepel Race	Crank	Hef- boom	Hub- crank
Max ME (%)	±10	±8	±13	±13	±12
Topnel- heid (km/u)	15	30	> 30	> 30	30
Gewicht (kg)	< 10	< 8	>>> 15	>>> 15	< 8
Kop- peling hand	-	-	++	++	+
Kracht- nchting	-	-	+	++	+
Bi- modaal	-	+	+	+	+
Koninu	-	+	+	+	+
Wend- baarheid	++	+	+	-	-
Bestu- ring	++	+	±	±	-
Rcm	±	-	+	+	-

: Gegevens afgeleid uit onderzoek Axelson (1995), Crase et al 1987, Segner en Bergstrand 1987, Maki et al (1995), Woude et al 1995.

- geen negatief handmoment (Veeger et al 1991b)
- verbeterd richten van kracht mogelijk
- eenvoudige koppeling van hand op hoepel: geringere knijpkrachten in meer neutrale positie van hand en pols, ook leidend tot minder kracht in y en z-nchting
- zowel dwars als trekkrachten, dus flexoren en extensoren
- activiteit rond elleboog en schouder, spreiding van spierbelasting, grotere spiernmassa, geringere ver-

Deze gunstige eigenschappen van de hubcrank werden in-
derdaad bevestigd voor alle fysiologie data: een signifi-
cant lagere hartfrequentie, zuurstofopname en een hogere
bruto-mechanische efficiëntie voor de hubcrank conditie.

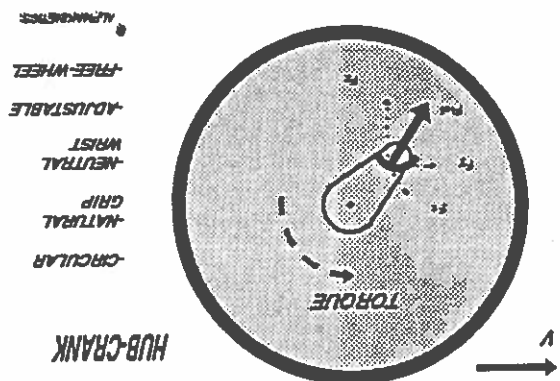


Fig. 13: Het hubcrank aandrijfsysteem

Dit is weer gegeven voor mechanische efficiëntie in Figuur 14. Een verschil tot 3% in rendement wordt gevonden voor de 2,5% belting conditie. Hartfrequentie was gemid-
deld 4 tot bijna 15 slagen per minuut lager voor de hub-
crank conditie bij een belting van 2,5%. Daarenboven
geven gegevens over het geleverde koppel op de rol van
beide armen en wielen gelijkrijdige aan dat inderdaad vrij-
wel geen remmend moment wordt geleverd en gemiddeld
lagere piekwaarden bij gebruik van de hubcrank.
Dit aandrijfsysteem heeft derhalve belangrijke - vooral
biomechanische voordelen - die zich uiteten in de fysio-
logie. Mogelijk ligt hierin tevens een rol ter preventie van
aandoeningen aan het spier-skeletstelsel (carpaal-tunnel
syndroom, schouderklachten), zoals die zich frequent
uiteten bij langdurig gebruik van de hoepeelrolstoel (Burn-
ham en Steadward, 1994; Burnham et al, 1994). Er zijn
evenwel ook nadelen aan de hubcrank verbonden: de
breedte van de wielen met cranks en de relatief lastige
bestuurbaarheid in samenhang met de moeilijkheid van het
remmen, zijn belangrijke nadelen waardoor dit aandrijfs-
systeem vooralsnog alleen geschikt lijkt voor sportief ge-
bruik. De fabrikant is inmiddels met nieuw model bezig
dat genoemde nadelen ondervangt.
De belangstelling voor alternatieve aandrijfsystemen
neemt steeds meer toe. Vooral op de Noord Amerikaanse
rolstoelmarkt wordt relatief veel materiaal aangeboden en
worden ook wedstrijden tussen 'human arm powered vehi-
cles' georganiseerd. Ook in Nederland zet die ontwikke-

Aandrijfsystemen

Experimenten hebben tot nu toe uitgewezen dat verschillende vormen van armarbeid tot verschillende belastingniveaus kunnen leiden. Verschillende rolstoelaandrijfsyste-

HEFBOOMAANDRIJVING N=8 NIET-ROLSTOELGEBRUIKERS

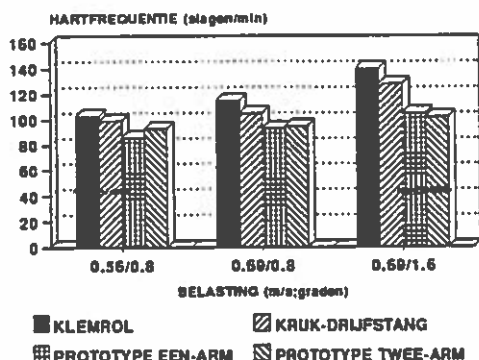


Fig. 11: Hefboomaandrijving met 1 arm en bij gebruik van verschillende hefboomsystemen

men (hoepel, hefboom, crank) laten een verschil in fysieke belasting en maximaal prestatievermogen zien, waarbij andere dan hoepelaangedreven rolstoelen, zoals de hefboom en crank-aangedreven rolstoel, over het algemeen gunstiger zijn voor het energieverbruik en de belasting op het hart-vaatstelsel (Woude et al 1986). In Figuur 10. is hiervan een resultaat weergegeven. Bewegingsfrequentie, -snelheid, -uitslag en krachtsniveau, statische krachtsleverantie en het temporele spieractivatiepatroon lijken primair verantwoordelijk voor deze verschillen in zuurstofopname, een maat voor de door de atleet geleverde inwendige energie. Met andere woorden door de armen - en dus de geringe spiermassa - op een andere wijze te gebruiken kan het energieverbruik verlaagd en het uithoudingsvermogen vergroot worden, naast mogelijk ook de pieksnelheid.

Hefboomaandrijving

Het belang van een nauwkeurige afstemming van de rolstoelconfiguratie op de functionele mogelijkheden van de atleet wordt verder onderstreept door resultaten omtrent één-armige hefboomaandrijving (Figuur 11.). Het hefboomontwerp van de gangbare kruk-drijfstangsystemen - zoals ruimtelijke positionering, handoriëntatie en de overbrenging - is vanuit een ergonomisch perspectief nog voor verbetering vatbaar. Het belang hiervan wordt onderstreept door de hoge belasting op het hart-vaatstelsel van één-armige arbeid in het algemeen, m.n. voor de veronderstelde gebruikersgroep, zoals personen met een hemiplegie (Woude et al 1993). Het prototype betreft een nieuw overbrengmechanisme waarin geen 'dode-punten' in de krachtoverbrenging voorkomen, zodat een effectievere krachtsleverantie is gewaarborgd.

Recent werd een studie naar het gebruik van een prototype hefboom-racerolstoel afgerond (Tilley-Prototype; TU Eindhoven). Dit is een 3-wielig model met asynchroon geschakelde hefbomen, die via een ketting en tandwielbla-

HEFBOOMAANDRIJVING EN VERSCHILLENDE OVERBRENGVERHOUDINGEN TILLEY ROLSTOEL: N=8 NIET-ROLSTOELGEBRUIKERS

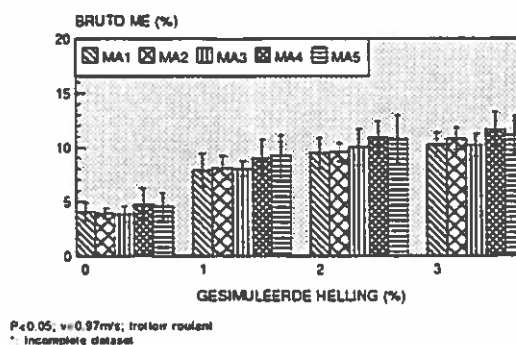


Fig. 12: Mechanische efficiëntie bij asynchrone hefboomaandrijving en verschillende overbrengverhoudingen (MA1: licht verzet; MA5: zwaar verzet)

den kracht op de achterwielen overdragen. De hefbomen zijn onderling gekoppeld en bewegen alternerend, er is een vrijloop en men kan 5 verschillende versnellingen via een derailleur instellen. Het effect van de verschillende versnellingen op het energie verbruik werd getoetst door 9 proefpersonen op een lopende band een inspanningsproef te laten uitvoeren, steeds met een andere versnelling. In het algemeen waren de zwaardere versnellingen gunstiger in termen van energieverbruik en efficiëntie (Figuur 12.).

Hubcrank

De hubcrank is een voor sportieve en recreatieve doeleinden ontwikkeld aandrijfsysteem waarbij een crank op de naaf van de wielen van een sportrolstoel wordt gemonteerd (Figuur 13.). In korte experimenten is de functionele belasting (energieverbruik, hartfrequentie, mechanische efficiëntie) bij rolstoelrijden met een hubcrank en een identiek grote hoepel (dus gelijke overbrengverhouding) bestudeerd. Submaximale inspanningsexperimenten werden uitgevoerd op zowel een lopende band als op een computer-gestuurde rollenbank (SOPUR 9000) met registratie van het effectieve moment van linker en rechter arm-hand-hoepel op de rol samen, waarbij de rolstoel stationair in de ruimte met de achterwielen op een rolruimte en de voorzijde gefixeerd is aan het frame van de rollenbank. Simulatie van rolstoelrijden vindt plaats via de rol op de achterwielen. Het vermogen werd opgelegd door verhoging van de weerstand op de rol door simulatie van een helling van -0.5 tot 3% via een computer-gestuurde servomotor, terwijl de snelheid min of meer constant werd gehouden op 1.39m.s-1.

Op grond van biomechanische overwegingen werd een verschil verwacht tussen de hoepel en hubcrank conditie, immers de hubcrank laat een eenvoudiger en continue arbeidsproductie toe Woude et al 1995a,b):

- geen remmende krachten bij het aan- en loskoppelen op het aandrijfsysteem, zoals bij de hoepel wordt gezien (Veeger et al 1991a)

Deze interface bestaat enerzijds uit de geometrische en technische eigenschappen van de rolstoel en anderzijds uit de fysieke en antropometrische kenmerken van de mens in de rolstoel. Gecombineerd inspanningsfysiologisch en biomechanisch experimenteel onderzoek is noodzakelijk om wetenschappelijke verschillen tussen bijvoorbeeld enerzijds de lichaamsbouw of antropometrie van de atleet(-groep) en de geometrie van de rolstoel te achterhalen. Uitgangspunt is dat een in energetisch opzicht optimale configuratie

PROTOTYPE EVALUATIE N=10 NIET-ROLSTOELGEBRUIKERS

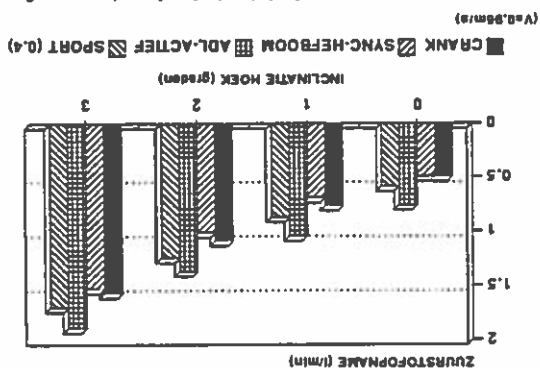


Fig. 10: Evaluatie van fysieke belasting (zuurstofopname) bij gebruik van verschillende rolstoelaandrijfssystemen (Woude et al., 1986)

van de interface ook biomechanisch optimaal zal blijken te zijn (Lesser 1986, Traut 1989). Analyse van de rolstoel-atleet interface vindt doorgaans plaats in rolstoel-inspanningsproeven, waarin op systematische wijze de rolstoelconfiguratie geëvalueerd wordt aan de hand van inspanningsfysiologische en biomechanische parameters. In het algemeen gebruikt men daarvoor submaximale inspanningstests die onder gestandaardiseerde omstandigheden (methoden, protocol) worden uitgevoerd op een lopende band (Figuur 1) of rollenbank, waarbij daadwerkelijk rolstoelen en prototypen worden gebruikt. Ook simuleert men rolstoelaandrijving met complexe opstellingen zoals die in Figuur 9), waarin geen echte rolstoel is terug te vinden, maar wel heel precies aandrijfkrachten en vermogen kunnen worden bepaald. In de vorm van (maximale) rolstoelinspanningsproeven wordt het geleverde uitwendige vermogen, het energieverbruik en de hartfrequentie geregistreerd, terwijl ook (3D) kinematische en spieractiviteitsgegevens gelijkmatig kunnen worden vastgelegd. Op deze wijze kan men bewegings-techniek en fysiologische belasting aan elkaar relateren. Men kan met deze opstellingen echter geen gedetailleerde krachtanalyses uitvoeren. Ook is simulatie op een rolstoelsimulator goed denkbaar. De rolstoelsimulator die in het onderhavige onderzoek wordt gebruikt laat uitgebreide dynamische analyses van de aandrijftechniek toe naast een accurate simulatie van weerstand, massa-eigenschappen en vermogen. Verschillende rolstoelconfiguraties kunnen worden nagebouwd en geëvalueerd (Niesing et al 1990, Veeger et al 1992c).

Mechanische Efficiëntie
De vermogensproductie door de atleet kan gemeten worden aan de hand van het energieverbruik en de hartfrequentie. Dit energetisch vermogen is evenwel niet gelijk aan de geleverde prestatie of het uitwendig te leveren

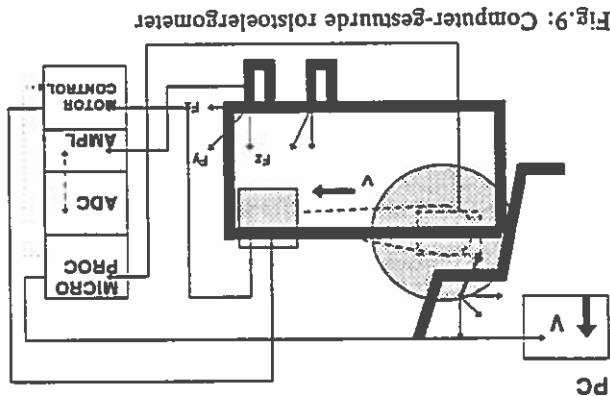


Fig. 9: Computer-gestuurde rolstoelergometer

vermogen P_o , dat nodig is om de wrijvingsverliezen te overwinnen. In het lichaam zelf en als gevolg van de aard van het bewegingspatroon gaat energie verloren. Bij armarbeid is dit relatief veel in vergelijking met beenarbeid. De efficiëntie van menselijke arbeid kan worden herleid uit het uitwendig vermogen en het energieverbruik E_n :

$$ME = P_o \cdot E_n^{-1} \cdot 100 (\%)$$

De mechanische efficiëntie ME van hoepel-aandrijving ligt zelden boven 10% (Woude 1989, VanLandewijck et al 1994). In de praktijk betekent dit dat 90% van de geproduceerde interne energie verloren gaat in warmte. De overige 10% wordt besteed aan de overwinning van de rolwrijving, de interne wrijvingsverliezen en eventueel de luchtweerstand bij hogere snelheden of wind-tegen.

De taakbelasting wordt mede bepaald door de aard van de taak en de taakuitvoer. Als specifieke vorm van armarbeid blijft rolstoelaandrijving inherent minder effectief dan beenarbeid of andere vormen van armarbeid. Het waarom hiervan ligt waarschijnlijk ten dele besloten in de bewegingsuitvoer en -coördinatie en de bouw van het arm-/schoudercomplex. Daarom speelt - de afstemming van de rolstoel op de functionele kenmerken van de atleet een

essentiële rol.

Tabel 3: Verschillen van arm- met beenarbeid

FYSIEKE BELASTING & BELASTBAARHEID	Arm vs Been-Arbeid
ZUURSTOFOPNAMEKAPACITEIT	60-80%
PIEK HARTFREQUENTIE	-10
SUBMAXIMALE HARTFREQUENTIE	↑
SLAGVOLUME HART	↓
MECHANISCHE EFFICIENTIE HOEPEL	<10%
RESPIRATOIR QUOTIENT	↑
VERMOGEN HOEPEL	20-150W
VERMOEDIDHEID	↑
VOLHOUDTIJD	↓
BLOEDDRUK SUBMAXIMAAL	↑

rijkste gevolgen voor het leveren van armarbeid in vergelijking met beenarbeid zijn weergegeven in Tabel 3. (Zie verder Sawka 1986, 1993, Sawka et al 1983a,b, Franklin 1989, Glaser 1989, Davis 1993, Fioni 1993).

Het door de atleet maximaal te leveren uitwendige vermogen bij rolstoel-arbeid varieert sterk en is afhankelijk van o.a. de stoornis, getraindheid, leeftijd en sexe, zoals voor verschillende objectieve prestatieparameters is af te leiden uit figuur 6-8. Zo werden voor het uitwendig geleverde vermogen binnen een groep rolstoel-atleten tijdens de Wereldspelen in Assen (1990) waarden gevonden tussen bijna 0 en even meer dan 140 Watt.

PHYSICAL CAPACITY OF SUBJECTS WITH A SPINAL CORD INJURY (Janssen et al 1994)

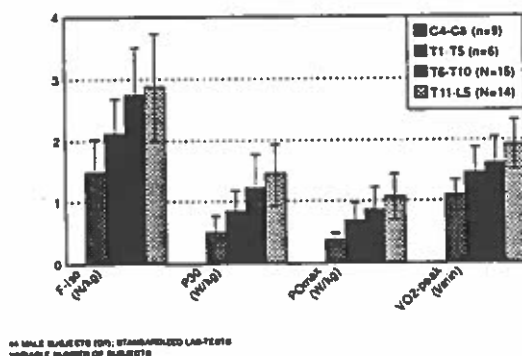


Fig.6: Parameters voor belastbaarheid: maximale isometrische duwkracht (F-iso), anaeroob vermogen (P30), aeroob vermogen (Pmax) en de zuurstofopnamecapaciteit (VO2max)

PHYSICAL CAPACITY OF SUBJECTS WITH A CERVICAL SPINAL CORD LESION QUADRUPED EVALUATION, DALLMEYER ET AL 1984

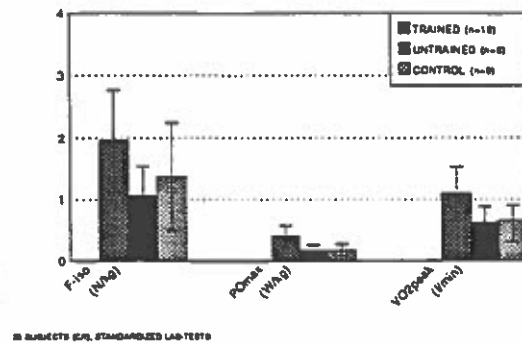


Fig.7: Parameters voor belastbaarheid (zie fig.6)

WORK CAPACITY MAX TEST (last step)

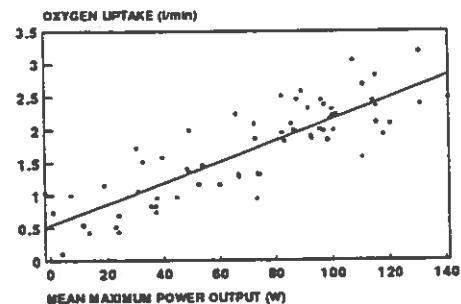


FIGURE 4A. N=68 WHEELCHAIR ATHLETES

Fig.8: Belastbaarheid (zuurstofopname versus maximale aeroob vermogen) voor 68 rolstoelatleten

Met andere woorden een groot verschil in prestatievermogen dat het leveren van (arm-)arbeid ten behoeve van het zich verplaatsen in de sportsituatie zal bepalen. Actieradius, snelheid, volhoudtijd en wendbaarheid zullen evenredig variëren met dit prestatievermogen, dus ook de sportprestatie. Voor een belangrijk deel worden die verschillen bepaald door de stoornis. Klassificatie van atleten in vergelijkbare functionele prestatieniveaus is derhalve noodzakelijk om een aanvaardbare en eerlijke competitie tot stand te brengen. De perfecte klassificatie is nog niet gevonden, getuige de felle discussies die steeds opnieuw in de literatuur opduiken (Steadward et al 1994). Dit probleem is gezien de complexiteit misschien ook wel onoplosbaar.

Interfacing

Bij rolstoelsport wordt de geringe spiermassa van de armen en - indien beschikbaar - romp aangewend voor het verplaatsen. Dit heeft in het algemeen zowel mechanische als fysiologische korte en lange-termijn consequenties. Ook is (hoepel-)rolstoelrijden een inefficiënte vorm van voortbewegen: veel energie gaat verloren en wordt niet omgezet in verplaatsing.

Gegevens van Frank en Abel (1993) geven rolwrijvingscoëfficiënten in orde van 0.012-0.017 voor metingen op de lopende band. Op een harde ondergrond zakt die waarde tot 0.009. Voor racerolstoelen kunnen waarden gevonden worden tot 0.003. De rolwrijving voor de (kleine) voorwielen ligt voor ADL rolstoelen bijna een factor 3 hoger dan voor de achterwielen (Frank en Abel 1993). Men dient zich te realiseren dat het vloeroppervlak hier medebepalend is voor o.a. het verschil in rolwrijving tussen voor- en achterwiel.

In de bovenstaande tabel 1 wordt aangegeven hoe de belangrijkste factoren de rolweerstand beïnvloeden. Het zal duidelijk zijn dat bij een gangbare sportrolstoel de materiaaleigenschappen van de wielen bepalend zijn voor de rolweerstand. De doorgaans kleinere zwenkwielen hebben een hogere rijweerstand en de verdeling van het gewicht over de voor- en achterwielen zal bepalend zijn voor de rijweerstand. In het algemeen is het gunstig zo veel mogelijk gewicht boven de grote achterwielen te plaatsen (het massa-middelpunt [MMP] zo ver mogelijk naar achteren), immers grotere wielen hebben veelal een lagere rolweerstand.

Een voorbeeld van rolwrijvingsresultaten voor verschillende vloeroppervlakken is weergegeven in figuur 4, waar de resultaten van een duwexperiment met een experimentele rolstoel zijn weergegeven. Hierbij werd van verschillende vloeroppervlakken in een revalidatiecentrum proefondervindelijk de rolwrijving (N) bepaald. De consequenties van een hoge rolwrijving kan men beschouwen door bijvoorbeeld uit te gaan van een maximale belastbaarheid van een goed getrainde rolstoelatleet A van 100W (1 sterke gloeilamp) en van 10W (!) bij een revaliderende patiënt B met een hoge complete dwarslaesie. Het vermogen is het produkt van de weerstandskracht (bijvoorbeeld 10N; zie figuur 4.) en de gemiddelde snelheid in meters per seconde (een redelijke ADL-snelheid is 3 km.uur⁻¹ of 0.83m.s⁻¹). Proefpersoon B is dan toe aan een bijna maximale inspanning (83%), terwijl proefpersoon A - de atleet - op 8.3% van zijn maximale capaciteit zit! Zie overigens ook Wolfe et al (1977), O'Reagan et al (1981), Frank en Abel (1993) en Higgs (1994).

Interne wrijving

Interne wrijvingsverliezen als gevolg van lagerwrijving en vervorming van o.a. het frame zijn doorgaans zeer klein (Frank en Abel [1993]: bijdrage <0.001 aan de rolwrijvingscoëfficiënt). Dit geldt voor optimale condities, dus kwalitatief goede en goed onderhouden lagers. Hoewel lagerwrijving apart gemeten kan worden met speciale apparatuur (Frank en Abel 1993), wordt zij doorgaans gezamenlijk met de rolwrijving empirisch bepaald (O'Reagan et al 1981, Frank en Abel 1993).

De grootte van vervorming in niet starre verbindingen van de frameconstructie rugleuning en zitting van vouwrolstoelen is moeilijk te kwantificeren, maar is onder invloed van de aandrijfkrachten mogelijk aanmerkelijk, vooral bij onvoldoende onderhoud. Het gebruik van een vouwrol-

stoel is dan ook zondermeer af te raden voor sportief gebruik.

Van een andere orde is het interne verlies van populaire buitenrolstoelen met hefboom of crank-aandrijving. Daar spelen de ketting, de tandwielbladen en het versnellingsmechaniek een belangrijke rol. De grootte van de wrijvingsverliezen hiervan voor rolstoelen is niet bekend. Voor fietsmateriaal hebben Whitt en Wilson (1979) het verlies begroot op $\pm 5\%$ van het totaal.

Luchtweerstand

In verschillende rolstoeldisciplines is luchtweerstand juist de belangrijkste en ook grotere factor in de rijweerstand. Luchtweerstand (Flucht) is snelheidsafhankelijk en neemt dus toe naarmate de snelheid van de lucht (v') ten opzichte van rijrichting van de rolstoel hoger wordt (door de snelheid van de rolstoel of door tegenwind!). Daarnaast wordt luchtweerstand bepaald door de vorm en frontale doorsnede A van de rolstoelatleet combinatie (Coe 1979, Frank en Abel 1993, Higgs 1994). In formulevorm is de luchtweerstand als volgt:

$$Flucht = 0.5 C_d \delta A v'^2 \quad (N),$$

waarbij C_d de weerstandscoefficient is, δ de lucht-

dichtheid. De oppervlakteweerstand is ondermeer afhankelijk van de ruwheid van het oppervlak. Een ruw oppervlak heeft een lagere oppervlakteweerstand maar dat gaat ten koste van de vormweerstand, zoals in Figuur 5. van de windtunnelgegevens van Coe (1979) voor verschillende snelheidsniveau's is weergegeven. Luchtwrijving speelt vooral een rol bij hogere snelheden en dus bij track racen en de andere snelheidsonderdelen, basketbal, quadrugby en mogelijk tennis. Dit leidt in de rolstoelsport tot sterk aangepaste modellen en zithouding, hetgeen vooral met de vormweerstand te maken heeft. Ook natuurlijk speelt tegenwind bij rijden buiten een belangrijke rol in de bestuurbaarheid van de rolstoel en bij het zich kunnen verplaatsen.

Onderhoud

Het belang van systematisch onderhoud is al eerder genoemd, maar kan niet voldoende worden benadrukt. Dat een gebrek aan onderhoud het comfort en de bewegingsvrijheid van rolstoelgebruikers in het dagelijks leven beïnvloeden kan is genoegzaam bekend (Roebroeck et al 1989), maar ook bij sportrolstoelen is het een factor van cruciaal belang, waarvan men zich mogelijk onvoldoende bewust is. In meer praktische zin is er over de keuze van het voertuig door o.a. Van Breukelen (1993) veelvuldig geschreven. Van Breukelen (1993) geeft in Tabel 2. aan wat de praktische stand van de techniek ten aanzien van de keuze van de rolstoel is binnen de rolstoelsport aan de hand van met een aantal algemene voertuigtechnische eigenschappen.

• op een 'zachte' vloer ligt het ingewikkelder: er lijkt een optimum bandspanning te zijn (5-6 bar). Hoe harder een band, des te meer deze in de vloer 'snijdt'. Een zachte band heeft per definitie een groot contactvlak met de vloer dus een hoge weerstand.

De rol van camberhoek van de achterwielen op de rolwrijving is ondoorzichtig. Experimenteel zijn geen schokkende negatieve resultaten beschreven, maar theoretisch zou het wel een grotere weerstand moeten geven (Higgs 1994). Bij het in- of uitsporen van wielen zijn wel grote verschuivingen in weerstand gemeten (O'Reagan et al 1981). Een lichte afwijking van het loopvlak van 1° heeft al gauw een verhoging van de rolweerstand met een factor 2-3 tot gevolg.

Tabel 1: Factoren die rolwrijving beïnvloeden

ROLWRIJVING	EFFEKT
GEWICHT ATLEET ↓	↓
GEWICHT ↓	↓
ROLSTOEL ↓	↓
BANDSPANNING ↓	↓
WIELGROOTTE ↓	↓
HARDHEID VLOER ↓	↓
CAMBER ↑	?
TOE-IN/OUT ↑	↑↑
CASTOR SHIMMY ↓	↓
HARDHEID VLOER ↑	↑
MMP → GROTE A-CHTERWILEN	↓
VOUWFRAME (VS BOX FRAME)	↓
ONDERHOUD ↓	↓

MMP: massamiddelpunt van rolstoel plus gebruiker.

ROLWEERSTAND EXPERIMENTELE DUWROLSTOEL

VERSCHILLENDE VLOEROPPERVLAKKEN RCA

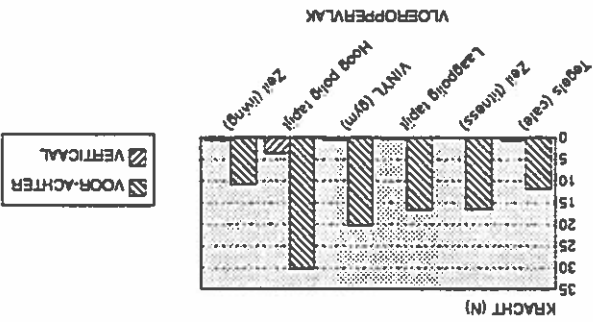


Fig. 4: Rolwrijving (F_r) tijdens metingen met een experimentele duwrolstoel in het revalidatiecentrum

Het vermogen dat de gebruiker overdraagt op het aandrijfsysteem dient in de tijd gelijk te zijn aan de som van de weerstandskrachten P_o anders vertraagt de rolstoel. Dit vermogen wordt natuurlijk in het lichaam vrijgemaakt uit de energiedepots in het lichaam die zorgdragen voor spiercontracties. De spier verkrijgt de 'brandstof' (zuurstof) door aanvoer via de bloedbaan, die het uit de longen 'ahtaat'. De gezamenlijk samen trekkende - maar onderling nauwkeurig afgestemde - spieren van de arm en romp zorgen vervolgens voor versnelling van de hand en krachtleverantie op het aandrijfsysteem. Het proces dat plaats vindt is uitermate complex en verloopt onder aansturing van het brein.

Het resultaat is een uitwendige kracht F_{ia} - bijvoorbeeld op een boepel (Fig. 2) - die slechts één effectieve component heeft F_m , welke loodrecht staat op de straal r vanuit de as van het wiel naar de boepel.

Hieruit is het moment M af te leiden, $F_m \cdot r$, het aandrijfsmoment. Uit het momentane product van M , en de hoeksnelheid ϕ , is het momentane geleverde vermogen P_i af te leiden:

$$P_i = M \cdot \phi \quad (W)$$

Hieruit kan het gemiddelde vermogen worden afgeleid. Het gemiddelde vermogen P_m kan ook worden afgeleid uit het product van de arbeid per duwfase Δ en de duwfrequentie f

$$P_m = A \cdot f \quad (W)$$

Rolwrijving

Van de op de rolstoel aangrijpende krachten (Fig. 2) is de rolwrijvingskracht onder dagelijkse gebruiksomstandigheden (dus bij lage snelheid) de meest belastende factor. Deze wordt vooral bepaald door de zwaartekracht die middels het gewicht van de gebruiker plus rolstoel op een vlakke weg via de normaalkracht N op de rolstoel inwerkt. Rolwrijving (F_{rd}) wordt dus beïnvloed door het gewicht van de rolstoel en van de atleet, maar ook door de wiel diameter r , en de vloer- en bandkarakteristieken (loopvlak, bandspanning) en de afstelling van de loop van de wielen middels μ (zie tabel 1).

$$F_{rd} = \mu \cdot N \quad (N)$$

Rolwrijving is voor 90% het gevolg van hysteresis: enerzijds als gevolg van vervorming van band- en vloermateriaal tijdens het rollen over de (oneffenheden van de vloer. Slechts 10% wordt geacht het gevolg te zijn van microslip (Kauzlarich en Thacker 1985). Een gedetailleerde bespiegeling omtrent rolwrijving wordt verder gegeven door Higgs (1994). De conclusies die ondermeer op grond van zijn betoog te trekken zijn:

- hoe groter de wielen hoe lager de rolwrijving
- hoe lager het gewicht hoe lager de rolwrijving
- rolwrijving op een harde ondergrond neemt af naarmate de bandspanning toeneemt;

gen en tot sport-specifieke rolstoelmodellen: zoals basketbal-, tennis-, quadrugby-, race- en dansrolstoelen (Breukelen 1993). Taakeisen - snelheid, wendbaarheid, reikmogelijkheid, stabiliteit en onderlinge combinaties hiervan - staan voorop in de verschillende designs (Axelson 1995).

De Omgeving

Omgevingsfactoren zijn zeer direct van invloed op de bewegingsvrijheid van de rolstoel-atleet combinatie door de wrijving van de vloer en door de luchtweerstand. Naast de wrijvingskenmerken van de rolstoel bepalen deze de totale uitwendige kracht die de rolstoel doorgaans afremt. De weerstandskrachten zijn bepalend voor de ervaren zwaarte van het rolstoelrijden: de functionele belasting (o.a. de hartfrequentie, energieverbruik) neemt voor de gebruiker toe als de uitwendige weerstandskrachten groter worden. Een manier om de prestatie van de rolstoelatleet te verbeteren ligt dus in een vermindering van die weerstandskrachten.

Uitwendige belasting

Rolstoelsport kan worden gezien als een enkele rolstoeltaak. Het ligt echter meer voor de hand hierin deeltaken te onderscheiden en afzonderlijk te bestuderen. Men kan hierbij denken aan recht-uit rijden, draaien/keren, heuvel-op en afrijden, het maken van een 'wheelie', maar ook de transfer van en naar de rolstoel. Uitgangspunt is, dat deze bewegingshandelingen zo min mogelijk energie kosten. Het gemak waarmee de atleet de rolstoel aandrijft, hangt af van - de grootte van de weerstandskrachten die werken op de rolstoel - rolwrijving (F_{rol}), interne wrijving (F_{int}), luchtweerstand (F_{lucht}) en tegen de zwaartekracht bij helling-op rijden ($F_{helling}$), te overwinnen door de atleet bij het verplaatsen (Figuur 2).

Bennedik et al (1978) waren een van de eersten die de taaklast van rolstoelgebruik hebben gekwantificeerd door het bepalen van de weerstandskrachten via het uitvoeren van sleepproeven op een lopende band. Deze techniek wordt experimenteel veelvuldig toegepast in combinatie met rolstoel-inspanningsproeven op een lopende band (Woude et al 1986).

Het totaal van de energieverliezen of het uitwendig te leveren vermogen (P_o) bij rolstoel rijden is te vatten in de volgende vermogensbalans:

$$P_o = (F_{rol} + F_{int} + F_{lucht} + F_{helling} + ma) \cdot v \text{ (W)},$$

waarbij $F_{helling}$ gelijk is aan $mg \cdot \sin(\alpha)$, v de actuele snelheid van de rolstoel, terwijl ma het vermogen is dat extra wordt geleverd door de atleet om de rolstoel te versnellen. De som van de weerstandskrachten ($F_{rol} + F_{int} + F_{lucht} + F_{helling}$) wordt wel de rijweerstand genoemd (F_{drag}) en is bepalend voor de snelheid en wendbaarheid tijdens het rijden. Het vermogen (het produkt van geleverde uitwendige kracht en snelheid) voor de overwinning van de rijweerstand wordt uitgedrukt in Watt (W) en is dan:

$$P_o = F_{drag} \cdot v \text{ (W)}.$$

De waarde van de rijweerstand wordt empirisch bepaald door sleep- of duwproeven (Frank en Abel 1993). In Figuur 3 is een sleepproef weergegeven, waarbij de rolstoel-atleet combinatie passief is gekoppeld aan een krachttransducer. De band van de lopende band draait onder de wielen door. Het zal duidelijk zijn dat deze term bij rolstoelrijden zo laag mogelijk behoort te zijn. Energie van de atleet wordt dan 'uitgespaard' en kan worden aangewend voor een hogere snelheid of om een grotere afstand af te leggen. Deze sleep- of duwproeven kan men gebruiken om eigenschappen van rolstoelen onderling te vergelijken of om bijvoorbeeld vloercharacteristieken te bepalen. Materiaal met de laagste weerstand is in het algemeen het meest geschikt voor hoge snelheden. Deze metingen vereisen echter nauwkeurige apparatuur en een

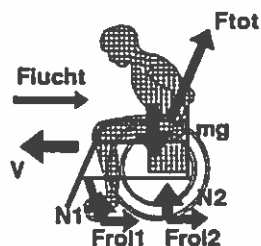


Fig.2: Krachten die op rolstoel-atleet combinatie aangrijpen

en een hoge graad van standaardisatie van de meetcondities, waaronder die van de rolstoel en de vloercondities. Ook kan men gebruik maken van een hellingbaan waarop de rolstoel vrij kan uitlopen. Met de bepaling van de snelheidsverandering op het horizontale deel na de helling kan de rijweerstand bepaald worden. Dit vereist echter weer nauwkeurige bepaling van de snelheid. Voor een bespreking van methoden van meten van de rijweerstand van rolstoelen verwijs ik naar o.a. Bennedik et al 1978, McLaurin et al 1981, Woude et al (1986) en Frank en Abel (1993).

Wheelchair dragtest on a treadmill

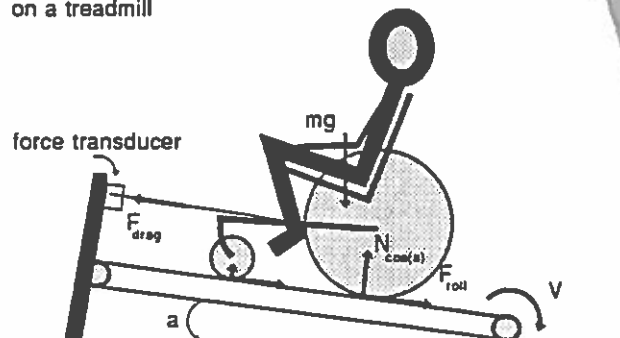


Fig.3: Sleepproef op een lopende band voor de bepaling van de weerstandskracht F_{drag} en het uitwendig vermogen ($F_{drag} \cdot v$)

Natuurkunde in rolstoel-sport?

L.H.V. van der Woude & H.E.J. Veeger

Inleiding

Sport voor minder validen mag zich verbeugen in een toernooi van belangstelling. Men hoeft slechts terug te denken aan de Paralympics in Seoel (1988) en Barcelona (1992). De verwachtingen voor de Paralympics zijn ook voor 1996 in Atlanta hoog gespannen. Er zijn daarnaast Wereldspelen (zoals in 1990 in Assen) en verder vele toernooien verspreid over de gehele wereld waarin verschillende algemeen bekende sporten op hoog niveau beoefend worden, zoals de Stoke Mandeville Games of de Wheelchair Tennis Tournaments. Met name in de Verenigde Staten is ook de belangstelling vanuit de televisie hoog. Het ooit door Ludwig Guttmann in Stoke Mandeville begonnen fenomeen 'sport voor gehandicapten', als een uitvloeisel van het revalidatiehandelen, is inmiddels uitgegroeid tot een niet meer weg te denken elementair onderdeel in het welbevinden van het dagelijks leven en tot een algemeen geaccepteerd veld van onderzoek.

De Nederlandse Bond voor Aangepast Sporten (NEBAS) vervult als koepelorganisatie zowel naar de sporters toe als in het licht van sportwetenschappelijke flankering een centrale rol (NEBAS 1994). Rolstoel-sporten vormen een voorbeeld van het spectaculaire aanbod van het aangepast sporten: wheelen (snelheidsonderdelen in de atletiek, waaronder sprint en marathon), rolstoelbasketbal, rolstoeltennis en quad rugby. Een optimale prestatie van de rolstoel-atleet combinatie komt tot stand door de atleet fysio-logisch maximaal voor te bereiden - het prestatievermogen te maximaliseren - en door het voertuig taakspecifiek in te richten en op de atleet af te stemmen. Hierin spelen principes uit de natuurkunde op zeer diverse plaatsen en wijzen een essentiële rol. Men kan denken aan verschillende elementen uit het biologische systeem, zoals gasuitwisseling en ventilatie, hemodynamica en mechanica van het hart- vaatstelsel, temperatuurregulatie en principes van spieractivatie. In het onderstaande willen wij ons concentreren op elementen die van algemeen belang zijn voor prestatieverantwoordelijkheid van de rolstoel-atleet combinatie: vermogensleverantie, aandrijf

techniek, voertuigmechanica en belasting en belastbaarheid.

ERGONOMISCHE ASPECTEN VAN ROLSTOELMOBILITEIT

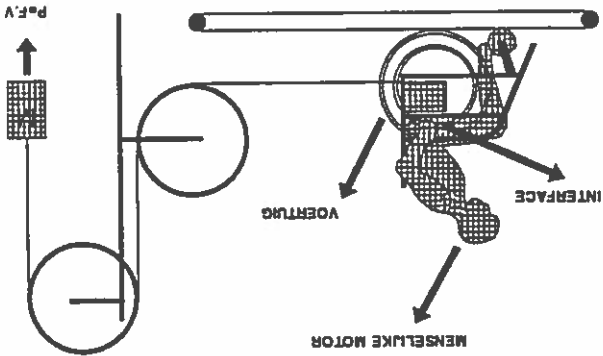


Fig. 1: Rolstoel-atleet combinatie op de lopende band

Rolstoelmechanica

Rolstoelrijden is een betrekkelijk zware en inefficiënte vorm van voortbewegen door de complexe bouw van de armen en de nogal geringe spiermassa die er bij is betrokken. De prestatie van de rolstoelsporter is primair afhankelijk van de mechanische verliezen die de rolstoel-atleet combinatie ondergaat tijdens het rijden en van het prestatievermogen van de rolstoel-atleet zelf. Aan de hand van een vergoedingsvergelijking worden drie aspecten uit de mechanica toegelicht die voor de rolstoel en de omgeving waarin men rijdt, een rol spelen. Aan de orde komen rolwrijving, luchtweerstand en interne wrijvingsverliezen.

De belasting voor de rolstoel-atleet wordt bepaald door de voertuigtechnische eigenschappen van de rolstoel en de omgevingsomstandigheden en de aard en afstemming van de interface (Figuur 1). In de praktijk zijn, vooral door het gezonde verstand en door onderverinding, de eenvoudige voertuigtechnische weematigheden in de rolstoelvormgeving doorgevoerd. Dit heeft geleid tot aanmerkelijke mechanische en ergonomische verbeterin-